

Sanders III型跟骨骨折：后关节面排钉结合内外侧柱螺钉内固定的可靠性

<https://doi.org/10.3969/j.issn.2095-4344.3827>

伍凯, 林健, 黄寅骏, 王秋根, 黄建华, 翁诗阳

2095-4344.3827

投稿日期: 2020-07-28

送审日期: 2020-07-29

采用日期: 2020-08-29

在线日期: 2020-11-30

中图分类号:

R459.9; R318; R687

文章编号:

2095-4344(2021)18-02827-06

文献标识码: A

文章快速阅读:

文章亮点一

△目前治疗 Sanders III型跟骨骨折主流的微创手术方法为经外侧跗骨窦切口使用微型钢板行骨折切开复位内固定, 然而, 以往 3.5 mm 微型钢板的可靠性缺乏生物力学支持, 此文第一次证明其生物力学可靠性。

△此次实验中的标本尽可能保留了肌肉关节囊和其他软组织, 尽量使跟骨受到轴向载荷时更接近生理状态, 这要比单纯在跟骨上加载力学测试更接近真实情况, 获得的结果也更可靠。

材料:

(1) 取新鲜冰冻成人标本 5 具;
(2) 制备 Sanders III 型关节内跟骨骨折模型。



方法:

(1) 用高柔韧型 F3 钢板系统排钉固定后关节面, 另用 2 枚空心钉分别支撑内外侧柱;
(2) 在生物力学测试平台上, 进行 800 N 的循环负载实验和 2 000 N 的极限负载实验。



观察指标:

利用 Qualisys 运动捕捉系统跟踪各骨块刚体间的位移。



结论:

后关节面排钉结合内外侧螺钉的内固定效果和生物力学强度达到了设计的预想。

文题释义:

跟骨骨折: 跟骨骨折以足跟部剧烈疼痛、肿胀和淤斑明显、足跟不能着地行走及跟骨压痛为主要表现。此病成年人较多发生, 常由高处坠下或挤压致伤。

Sanders 分型: 跟骨骨折中, Sanders 分型基于 CT 冠状位扫描, 在 CT 冠状位上选择跟骨后距关节面最宽处, 由外向内分为 3 份, 分别代表骨折线的位置。Sanders III 型骨折即三部分骨折。

摘要

背景: 对于跟骨 Sanders III 型骨折, 经典“L 型”大切口常会造成术后皮肤坏死等并发症。有学者研究表明, 经跗骨窦切口使用微型钢板, 术后切口问题显著降低, 疗效相当, 但仍缺乏生物力学方面的验证。

目的: 在跟骨 Sanders III 型骨折的尸体模型上进行生物力学实验, 以验证后关节面排钉结合内外侧柱螺钉内固定的有效性及可靠性。

方法: 在 5 具成人尸体下肢标本上, 制备 Sanders III 型关节内跟骨骨折模型。采用高柔韧型 F3 钢板系统排钉固定后关节面, 另用 2 枚空心钉分别支撑内外侧柱。同时在跟骨前部骨块(骨块 A)、后关节面内侧骨块(骨块 M)、后关节面外侧骨块(骨块 L)及跟骨后部骨块(骨块 P)分别进行刚体标记。将各骨块之间的相对距离分别标记为: AM, AL, AP, ML, MP, LP。随后在生物力学测试平台上, 进行 800 N 的循环负载实验和 2 000 N 的极限负载实验; 同时利用 Qualisys 运动捕捉系统跟踪各骨块刚体间的位移, 应用 Qualisys Track Manager 软件记录并分析数据。

结果与结论: ①在 800 N 循环负载实验中, 各刚体之间位移 AM, AL, AP, ML, MP, LP 的中位数分别为 1.60, 1.68, 2.45, 2.20, 1.20, 2.00 mm, 均值分别为 1.99, 2.05, 2.05, 2.48, 1.17, 1.97 mm; ②而在 2 000 N 的极限负载条件下, 各刚体之间位移 AM, AL, AP, ML, MP, LP 的中位数分别为 2.10, 1.85, 2.40, 2.10, 1.50, 1.70 mm, 均值分别为 2.09, 1.88, 2.44, 2.10, 1.59, 1.69 mm; ③所有标本的内固定系统在 2 项实验中都承受住了所加载的负荷, 并保持了完整性和牢靠性, 无一例发生断钉和退钉或钢板折弯, 仅 1 例发生 1 枚空心钉轻度折弯; ④后关节面排钉结合内外侧柱螺钉的内固定效果和生物力学强度达到了设计的预想, 是一种微创治疗 Sanders III 型跟骨骨折的可靠而有效的方法。

关键词: 跟骨骨折; Sanders III 型; 生物力学; 循环负载; 极限负载

Sanders type III calcaneal fractures: reliability of posterior facet screw fixation combined with lateral column screw fixation

Wu Kai, Lin Jian, Huang Yinjun, Wang Qiugen, Huang Jianhua, Weng Shiyang

Department of Orthopedic Trauma, South Branch of the First People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 201600, China

Wu Kai, MD, Physician, Department of Orthopedic Trauma, South Branch of the First People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 201600, China

Corresponding author: Weng Shiyang, MD, Physician, Department of Orthopedic Trauma, South Branch of the First People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 201600, China

上海交通大学附属第一人民医院南院创伤骨科, 上海市 201600

第一作者: 伍凯, 男, 1975 年生, 2017 年南京医科大学毕业, 博士, 医师, 主要从事足踝创伤方面的研究。**通讯作者:** 翁诗阳, 博士, 医师, 上海交通大学附属第一人民医院南院创伤骨科, 上海市 201600<https://orcid.org/0000-0002-8458-0000> (伍凯)

引用本文: 伍凯, 林健, 黄寅骏, 王秋根, 黄建华, 翁诗阳. Sanders III 型跟骨骨折: 后关节面排钉结合内外侧柱螺钉内固定的可靠性 [J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(18):2827-2832



Abstract

BACKGROUND: For Sanders type III calcaneal fractures, the classic “L-type” large incision often causes postoperative skin necrosis and other complications. Some scholars have shown that the use of mini plate through the tarsal sinus incision can significantly reduce the incision problems and achieve the same curative effect. However, there is still a lack of biomechanical verification.

OBJECTIVE: Biomechanical tests were carried out on Sanders III cadaveric model to verify the effectiveness and reliability of posterior facet screw fixation combined with lateral column screw fixation.

METHODS: Sanders III intra-articular calcaneal fracture models were established on five adult cadaveric lower limb specimens. The high flexible F3 plate system was used to fix the posterior articular surface, and two cannulated screws were used to support the inner and outer columns respectively. At the same time, the anterior calcaneal bone mass (block A), the medial posterior articular surface bone mass (bone block M), the lateral posterior articular surface bone mass (bone block L), and the posterior calcaneal bone block (bone block P) were labeled with rigid body. The relative distances between the bone fragments were marked as AM, AL, AP, ML, MP, LP. Then, 800 N cyclic load test and 2 000 N ultimate load test were carried out on the biomechanical test platform. Simultaneously, the displacement between the rigid bodies of each bone block was tracked by using the Qualisys motion capture system, and the data were recorded and analyzed by using the software of Qualisys track manager.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) In 800 N cyclic load test, the median displacements of AM, AL, AP, ML, MP and LP were 1.60, 1.68, 2.45, 2.20, 1.20 and 2.00 mm, and the average values were 1.99, 2.05, 2.05, 2.48, 1.17 and 1.97 mm. (2) Under the limit load of 2 000 N, the median displacements of AM, AL, AP, ML, MP and LP were 2.10, 1.85, 2.40, 2.10, 1.50 and 1.70 mm, and the average values were 2.09, 1.88, 2.44, 2.10, 1.59 and 1.69 mm. (3) The internal fixation system of all specimens withstood the load and maintained its integrity and reliability in both tests. There was no broken nail, no screw withdrawal or plate bending. Only one hollow nail was slightly bent in one case. (4) The internal fixation effect and biomechanical strength of the posterior facet screw fixation combined with lateral column screw fixation meet the design expectations. It is a reliable and effective method to treat sanders III calcaneal fractures with minimally invasive treatment.

Key words: calcaneal fracture; sanders III; biomechanics; cyclic loading; ultimate loading

How to cite this article: WU K, LIN J, HUANG YJ, WANG QG, HUANG JH, WENG SY. Sanders type III calcaneal fractures: reliability of posterior facet screw fixation combined with lateral column screw fixation. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2021;25(18):2827-2832.

0 引言 Introduction

跟骨是人体最大的跗骨，在人体正常步行的过程中起到重要的作用，在生物力学上，它承担全身体质量，维持支撑足部外侧柱，并保证腓肠肌-比目鱼肌发挥正常作用。跟骨骨折是足部常见骨折类型，约占全身骨折的2.1%^[1-2]。跟骨受伤时的机制目前还存在一定争议，较为公认的说法是高能量的垂直暴力由距骨施加于跟骨上，造成压缩骨折，此类损伤多见于高处坠伤。

目前治疗跟骨骨折的经典方法是经扩大的外侧L型切口，使用跟骨大钢板行骨折切开复位内固定^[3]。尽管采用了标准化的手术切口、非接触技术以及术后引流加压包扎，此类手术的切口并发症问题仍然无法避免^[4]。经跗骨窦间隙有限切开是目前最常用的跟骨微创切口，对外侧皮瓣的血运干扰较少，很少发生切口问题^[5-6]，国内首先由施忠民提出的“关节面排钉结合螺钉三点一体”的治疗理念应用于治疗Sanders II型跟骨骨折，取得了良好的效果。这种固定方式采用了微型钢板桥接固定跟骨体的后关节面及跟骨体前部，由2枚螺钉分别支撑内外侧柱^[7]。在这个基础上，作者改良了该方法，使用邦美公司的L型高柔韧型F3微型钢板(High flex type F3 fragment plating system, Biomet, Miami, USA)替代常规的微型钢板来支撑固定后关节面骨折块。此改良方法不仅在Sanders II型跟骨上取得了良好的效果，并且在应用于Sanders III型骨折时也取得了不错的临床疗效；但是高柔韧性钢板的生物力学强度明显弱于常规的跟骨钢板，那么这种三点一体的固定方式是否能切实承受人体正常活动时的应力，而不发生内固定物断裂松动；或者即便内固定物没有失效，但在负重状态下，骨折块之间发生微动幅度是否存在远大于正常固定后骨折块间的微动，都需要通过生物力学验证，由此作者设计了以下实验。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 生物力学实验。

1.2 时间及地点 于2016年3月至2017年7月在上海市第一人民医院南院骨科实验室完成。

1.3 材料

1.3.1 新鲜冰冻成人标本 5具标本由患者自愿捐献于海军军医大学(原第二军医大学)，后赠予上海交通大学附属第一人民医院创伤中心解剖室。

1.3.2 手术器械 手术刀、骨膜剥离器、血管钳、摆锯、线锯、电钻、台虎钳、克氏针。

1.3.3 植入物 邦美高柔韧型F3钢板、捷迈空心螺钉(图1)，材料的具体理化性能见表1。

表1 | 植入物介绍
Table 1 | Introduction of implants

指标	邦美 F3 钢板	ZIMMER 中空钉
生产厂家	Biomet Trauma 邦美创伤公司	捷迈(上海)医疗国际贸易有限公司
型号	小骨锁定钛板 x 侧	5.5 mm 中空钉
批准号	国械注进 20143463686	国械注进 20153460031
理化性能	耐热, 耐腐蚀, 抗低温, 抗磁	耐热, 耐腐蚀, 抗低温, 抗磁
材质	符合 ISO 5832-3 的 Ti6Al4V 钛合金材料	符合 ASTM F2229 的 23Mn-21Cr-1Mo 不锈钢材质制成
适应证	骨折手术时内固定使用	骨折手术时内固定使用
生物相容性	良好	良好
不良反应	无	无

1.3.4 生物力学测试平台 上海交通大学机械动力学院生物力学测试平台。

1.3.5 Motion Capure System 三维动作捕捉系统(瑞典Qualisys公司)可精确地捕捉与分析物体运动轨迹，能提供在室内、外环境中使用的技术支持。Qualisys 三维运动采集与分析系统由数台数字运动捕捉摄像机(5台 Qpus3+ 摄像头)、分析软件(QTM 软件)、获取单元、校准设备、标记球

和设备固定装置组成。红外高速镜头具有红外采集和高速视频采集双重功能,根据实际情况可设定镜头功能,支持实时的数据采集和传输。

1.4 实验方法

1.4.1 Sanders III型跟骨关节内骨折的模型制备 修整胫骨近端以保留适当胫骨长度,并完整保留标本踝关节以上 10 cm 的所有软组织,分离皮下组织及筋膜、骨膜直至跟骨表面。

分 3 步截骨制作 Sanders III AB 型骨折,截骨示意图见图 2。将后关节面平均分为 3 等份,由外向内分别标记外侧关节面骨块即彗星骨块(骨块 L)、关节面中间骨块(骨块 Md)及内侧关节面骨块即恒定骨块(骨块 M);由前外侧向后内侧以 15° 角,分别沿 A、B 线截骨,形成后关节面 AB 型 Sanders III 型骨折线,并如示意图红线所示沿后关节面下沿水平截骨至内侧,最后在 Gissane 角转角处垂直截断跟骨前部与跟骨中部。将包含前中关节面的跟骨前部骨块标记为骨块 A,最后沿跟骨后部沿绿线将跟骨后结节与跟骨中部截断;并将含有跟骨后结节的后部骨块标记为骨块 P。在骨块 M、L、A 和 P 上分别打入 3 枚 1.5–2.0 mm 的克氏针,分别在克氏针尾端安放一个荧光反射球(Marker),这样每 3 个荧光球形成一个刚体,即刚体 M、L、A 和 P,利用 Qualisys 系统捕捉 4 个刚体之间的相对位移,以及骨块间在循环载荷和极限载荷时的运动轨迹。

1.4.2 负载实验 安装常规跗骨窦入路,分离皮下组织,牵开腓骨肌腱,暴露跟骨骨块,按照图示截骨后,将骨块 M、L、A 和 P 复位后,克氏针临时固定,后关节面以 F3 微型锁定钢板排钉技术固定,并由 2 枚空心钉,自后向跟骰关节及载距突支撑固定内外侧柱,并透视确认(图 3)。

(1) 循环负载测试:将标本固定于生物力学测试平台,然后自 20 N 预加载轴向压力开始,逐渐加载到 800 N,频率为 1 Hz,正弦曲线加载,循环 1 000 次(0.75 mm/s),记录最大位移。失效标准:关节面移位产生大于 2 mm 台阶(即静态的相对位置改变,也就是移位后,在解除压力后位移不能恢复到原始状态),内固定物折断或者退出。

(2) 极限负载实验:标本固定于测试平台,以 0.75 mm/s 速度,施加轴向压力。以 45° 斜率线性从 100 N 逐步增加载荷至 2 000 N,并测试记录可能出现固定失效时负载及失效时关节面的最大位移。失效标准:关节面移位产生大于 2 mm 台阶(即静态的相对位置改变,也就是移位后,在解除压力后位移不能恢复到原始状态),内固定物折断或者退出(图 4)。

1.5 主要观察指标 固定物失效时负载及失效时关节面的最大位移。

1.6 统计学分析 Qualisys 系统捕捉到的刚体的空间运动轨迹,在 Qualisys Track Manager 软件标记刚体,记录转换数据,并将其将数据导出至 Excel 表格,所有数据采用 SPSS 22.0 软件进行统计学分析,计量资料采用 $\bar{x} \pm s$ 表示,以 $P < 0.05$ 表示差异有显著性意义。

2 结果 Results

循环负载实验中,所有 5 具标本在接受 800 N 的压力,频率为 1 Hz,正弦曲线加载,循环 1 000 次(0.75 mm/s)后,肉眼观察大体标本,微型钢板固定系统和内外侧柱支撑螺钉都没有明显的松动退钉迹象,也没有发生内固定的失效。Qualisys 系统观察捕捉到的 4 个刚体之间位移,两两之间的位移,刚体 A、M(跟骨前部骨块与恒定骨块)之间的位移命名为 AM,刚体 A、L(跟骨前部骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 AL,刚体 A、P(即跟骨前部骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 AP,刚体 M、L(恒定骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 ML,刚体 M、P(即恒定骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 MP,刚体 L、P(即彗星骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 LP,详细数据见表 2、3。

表 2 | 800 N 循环负载实验各刚体空间位移 (mm)

Table 2 | Spatial displacement of each rigid body in 800 N cycle load test

指标	AM	AL	AP	ML	MP	LP
最小值	1.25	1.10	1.40	2.10	1.25	1.45
最大值	3.50	3.40	3.50	3.60	1.30	2.70
中位数	1.60	1.68	2.45	2.20	1.20	2.00
均值	1.99	2.05	2.05	2.48	1.17	1.97

表注:刚体 A、M(跟骨前部骨块与恒定骨块)之间的位移命名为 AM,刚体 A、L(跟骨前部骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 AL,刚体 A、P(即跟骨前部骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 AP,刚体 M、L(恒定骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 ML,刚体 M、P(即恒定骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 MP,刚体 L、P(即彗星骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 LP

表 3 | 2 000 N 极限加载实验各刚体空间位移 (mm)

Table 3 | Spatial displacement of rigid bodies in 2 000 N ultimate load test

指标	AM	AL	AP	LM	MP	LP
最小值	1.10	0.90	1.45	1.40	1.20	0.90
最大值	3.10	2.95	3.85	3.00	2.25	2.25
中位数	2.10	1.85	2.40	2.10	1.50	1.70
均值	2.09	1.88	2.44	2.10	1.59	1.69

表注:刚体 A、M(跟骨前部骨块与恒定骨块)之间的位移命名为 AM,刚体 A、L(跟骨前部骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 AL,刚体 A、P(即跟骨前部骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 AP,刚体 M、L(恒定骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 ML,刚体 M、P(即恒定骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 MP,刚体 L、P(即彗星骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 LP

在 800 N 循环负载的条件下,各刚体之间位移 AM, AL, AP, ML, MP, LP 的中位数分别为 1.60, 1.68, 2.45, 2.20, 1.20, 2.00 mm, 均值分别为 1.99, 2.05, 2.05, 2.48, 1.17, 1.97 mm。而在 2 000 N 的极限负载条件下,各刚体之间位移 AM, AL, AP, ML, MP, LP 的中位数分别为 2.10, 1.85, 2.40, 2.10, 1.50, 1.70 mm, 均值分别为 2.09, 1.88, 2.44, 2.10, 1.59, 1.69 mm。800 N 循环负载状态和 2 000 N 极限负载状态下,各刚体间位移,仅位移 ML(恒定骨块与彗星骨块间的位移)和位移 AP(前部骨块和后部骨块)差异有显著性意义($P < 0.05$),见表 4。

可以看到,在循环载荷 800 N 时,频率为 1 Hz,接近于 1 个 80 kg 正常男性体质量的压力模拟下,各个刚体及骨折块之间的相对位移均为 1.0–2.0 mm,即未发生内固定物失效。

表 4 | 循环负载与极限负载刚体间位移比较 (mm)

Table 4 | Comparison of displacements between rigid bodies under cyclic load and ultimate load

指标	800 N	2 000 N	t 值	P 值
AM	1.99	2.09	0.355	0.740
AL	2.05	1.88	0.584	0.591
AP	2.05	2.44	3.195	0.033
ML	2.48	2.10	2.503	0.033
MP	1.17	1.59	1.161	0.310
LP	1.97	1.69	3.200	0.067

表注：表中数据为均值。刚体 A、M(跟骨前部骨块与恒定骨块)之间的位移命名为 AM，刚体 A、L(跟骨前部骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 AL，刚体 A、P(即跟骨前部骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 AP，刚体 M、L(恒定骨块与彗星骨块)之间的位移命名为 ML，刚体 M、P(即恒定骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 MP，刚体 L、P(即彗星骨块与跟骨后部骨块)之间的位移命名为 LP

骨折愈合时的微动范围为 2 mm，所以这种微动范围是在可接受的程度。而在固定失效负载实验时，加载了极限 2 000 N 的压力，所有标本的内固定系统均未发生松动退钉现象，F3 钢板也未发生扭曲变形。其中仅标本 2 发生 1 枚支撑柱螺钉轻度折弯，但未发生断裂，但此标本的跟骨后结节骨块负重区域发生压缩性再骨折，即载荷超过了负重区骨块的极限负载。经检查，由 F3 系统构成的后关节面排钉固定系统没有发生松动退钉或断钉，F3 钢板在水平面、冠状位、矢状位上也均未发生扭曲变形。

3 讨论 Discussion

跟骨骨折是目前临床上最为常见的骨折之一，其经典治疗方法为经扩大的外侧 L 型切口行切开复位内固定术，然而术后皮肤坏死是其无法避免的并发症^[8-9]。2013 年 VELTMAN 等^[10]统计了 17 项研究共 1 181 例患者，其中 240 例(近 20%)发生了切口感染。近年虽然一些解剖文献报道，采用 L 型切口的垂直部分由原来的腓骨后缘与跟腱后缘的中点改良为后 1/3 处可以避免损伤跟骨外侧动脉，从而减少皮瓣坏死的风险；以往研究采用的是跟腱和腓骨后缘的中点，在一定程度上会增加损伤外侧跟骨动脉风险。然而外侧 L 型切口的伤口问题高发生率是一个多因素影响的结果，诸如切口的水平部分位置、手术时机、术中操作、引流与否等都与其相关。经跗骨窦间隙有限切开是目前最常用的跟骨微创切口^[11-12]，对外侧皮瓣的血运干扰较少，很少发生切口问题。虽然文献报道，此切口仍然会损伤到提供跟骨外侧皮瓣的血供——来自于腓动脉分支与外踝前动脉分支的吻合血管，但由于此动脉与周围的血管网有广泛的交通支，容易形成侧支循环，所以即便其受到损伤，也不会影响跟骨外侧皮肤的血供而最终影响跟骨切口的愈合。有不少学者的研究表明，治疗跟骨 Sanders II、III 型骨折经跗骨窦切口的切口问题并发症显著降低，疗效相当。

跟骨受伤时的机制还存在一定争议，但目前比较统一的共识是高能量的垂直暴力由距骨施加于跟骨上，有学者认为原始骨折线在外侧、受伤瞬间跟骨外翻、距骨外侧突撞击在跟骨的 Gissane 角附近，会导致跟骨体和外侧壁的分。暴力的继续作用下，能量向内侧传递到载距突，向后传递到后

关节面，向前传递到跟骰关节。CARR 等^[13]早在 1989 年便通过研究证实不仅存在着矢状位的原始骨折线，还存在冠状位骨折线沿 Gissane 角向内将跟骨骨折分成前部骨块和后部骨块；并且根据受伤瞬间跟骨处于内翻还是外翻状态，决定了矢状位骨折线偏内还是偏外。根据受伤时的力学机制，可以将 Sanders III 型骨折时所形成的骨折块分为包含载距突前部和跟骨前突的前部骨块、包含后关节面及载距突的中部骨块，以及包含后结节的后部骨块。其中前外侧骨块是指前突的外侧壁和部分跟骰关节面，前内侧骨块较小，包含前关节面和跟骰关节面的内侧部分；中部骨块中的内上方骨块(后关节面的内侧部分)往往由三角韧带与距骨相连而相对稳定，被称为恒定骨块或者载距突骨块；而外上方骨块，即后关节面被剪切下来的后关节面外侧部分，又被称为彗星骨块。理解这些骨块的形成和分布，有利于设计和制备 Sanders III 型跟骨骨折模型。

此次研究中，发现在 800 N 循环加载实验中，仅刚体间位移 ML 和 AP 的平均位移超过 2 mm，而 MP 的位移最小，其他刚体间的平均位移均在失效标准 2 mm 附近。分析原因如下：首先 ML、AP 均为非毗邻刚体间的位移，刚体间的直线距离相对较大；其次实验采用的 F3 系统 2.7 mm 螺钉最长为 30 mm，一般跟骨体宽度在 30-40 mm 之间，螺钉长度不足以贯穿整个后关节面，导致刚体间的稳定性相对较弱，因此导致相对位移增加也是合理的。而 MP 的值最小，也符合后关节面内侧骨块，即载距突骨块相对恒定的特性。在 2 000 N 的极限加载中有 1 例标本发生侧翻，考虑为固定杆与胫骨髓腔的长轴夹角过大，在 2 000 N 的压力下固定杆变形，使标本侧方挤压在测试台上，而导致标本部分骨质破坏，即便在这样极端情况下，F3 系统也保持了原有的固定状态。800 N 循环负载状态和 2 000 N 极限负载状态下，各刚体间位移仅位移 ML(恒定骨块与彗星骨块间的位移)和位移 AP(前部骨块和后部骨块)差异有显著性意义，这两个刚体间的位移，是此次研究中唯一的 2 个非毗邻刚体间的位移。其他毗邻刚体之间的位移，在这种三点一体的内固定模式固定下，在两种加载环境下保持相对稳定，位移无明显差别。这可能是同样在两种加载环境下，非毗邻刚体间相对稳定性较差，而导致彼此间位移差别有显著性。

跟骨是一个含有 4 个关节面的不规则六面体，由一层较薄的皮质包裹着大量的松质骨，在其上面分别有前、中、后 3 个关节面与距骨相关节，另外一个与骰骨相关节，跟骨的后关节面是最大的关节面，也是最重要的负重关节面^[14-16]。从组织学来说，跟骨皮质都很薄，其压力骨小梁支撑关节面，与张力骨小梁从下方皮质向四周发散，两者互相聚集融合，形成了被 SOUER 等^[17]称为“跟骨丘部”的致密骨小梁结构。张力骨小梁和压力骨小梁之间一块骨小梁比较稀疏的区域称为 Ward 三角^[18]，由于这一区域的骨质很少，因此这也是跟骨上最脆弱的部分^[19-20]。此次研究三点一体的内固定方式，由 F3 高柔韧型微型钢板系统近端的 3 枚锁定钉将 Sanders III

型骨折的后关节面 M、Md 和 L 骨折块复位固定成一个整体，并由该钢板桥接固定于跟骨前部，维持跟骨的 Gissane 角；由跟骨后部向跟骰关节拧入的螺钉支撑外侧柱；而另一枚螺钉自后部斜向内上方拧入载距突骨块 / 恒定骨块即内侧支撑柱骨块，起到了稳定支撑内侧柱的作用。这样由内、外侧柱螺钉和后关节面经钢板的排钉系统在三维空间上形成整个跟骨体的四面体内框架，而跟骨最薄弱的 Ward 三角正好位于该四面体的中央，从而受到最有力的保护，避免再次塌陷。

对于这样的一个空间四面体结构，能否维持跟骨骨折复位的不丢失，并且在负重的情况下复位不丢失，内固定物不失效，通过此次研究也得到了正面的肯定。实验中当测试负荷为 800 N 时，相当于一个正常高大男性体质量产生的峰值压力，采用 1 Hz 频率接近于正常行走的频率，正弦循环加载以模拟生理的行走状态。在 1 000 s 测试后，内固定系统没有发生松动、退钉、断钉的现象，考虑到下肢骨折患者在术后早期恢复期中的行动量非常有限，1 000 s 的测试完全能够说明早期固定强度就可以支撑正常体质量以上的压力及正常活动的频度。在极限测试中，使用远大于体质量 2 000 N 的压力，该固定系统也未发生任何内固定物失效的情况，所有骨折模型也未发生不可逆形变。仅标本 2 由于固定髓腔的螺钉与胫骨长轴的夹角过大，在 2 000 N 的负载时，对螺杆产生的应力超过了螺杆本身的金属强度，而导致螺杆发生折弯，然而即便在这样极端的情况下，由 F3 系统结合内外侧螺钉仅 1 枚外侧螺钉发生轻度折弯，未发生钢板折弯、断裂、退钉等情况，证明了这样的一个内固定方式可以胜任 Sanders III 型跟骨骨折的复位维持与固定。

对于跟骨骨折后何时开始负重训练也一直存在着争议^[21-22]。许多文献资料都认为，术后早期的功能锻炼可以减少距下关节的僵硬及软组织粘连，有利于早期获得良好的关节活动度，但可能增加关节面塌陷的风险^[23-25]。所以目前临床中普遍接受的观点，都比较趋于保守，一般都是在 12 周左右骨折愈合后再进行完全负重训练；对于那些存在切口问题、心理问题、工伤致伤的患者往往术后完全负重时间在 3-5 个月之间。KIENAST 等^[26]的研究表明，早期负重跟骨骨折患者中是可行的，但其报道的最早时间是 6 周部分负重，10 周完全负重。HYER 等^[27]的研究在术后平均 4.8 周的时候即开始在保护下进行负重训练，不会最终影响到跟骨的形态，关节面复位可以维持。这些早期负重多是在术后 1 个月左右，且在步行靴等支具的保护下进行。局部的力学环境是影响骨折愈合的一个重要因素，骨折愈合中后期为骨的功能适应阶段，愈合骨强度是对应力适应性的生物学反馈结果^[28-30]。因此在术后早期进行负重训练，可以刺激局部骨组织的愈合，引起骨小梁结构的重建与塑形。而此次研究的结果表明，采用后关节面排钉固定结合内外侧支撑柱螺钉的固定方式完全可以承受更早期的完全功能负重训练；即开始负重训练的时间可以提前，那么作者据此建议在患者术后伤口愈合拆线后 2 周逐步开始部分负重，理论上是安全可行的，但临床上开

始完全负重的准确时间，需要进一步临床研究去探索。

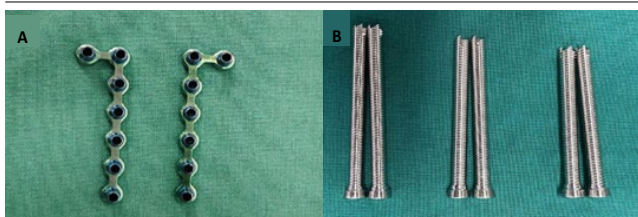
此次研究中的标本仅去除了皮肤，尽可能保留了肌肉关节囊和其他软组织，尽量使跟骨受到轴向载荷时更接近生理状态，这要比单纯在跟骨上加力学测试更接近真实情况，获得的结果也更可靠。作者使用的测力平台可以多维加载压力，比较接近人体正常步态的压力。另外此次研究通过 Qualisys 三维运动采集与分析系统对于骨折块之间的微动进行观察，可精确捕捉物体运动轨迹，提供在室内、外环境中使用的技术支持；该系统由数台数字运动捕捉摄像机、分析软件、获取单元、校准设备、标记球和设备固定装置组成，可与测力台、肌电等外设进行同步测试；红外高速镜头具有红外采集和高速视频采集双重功能，根据实际情况可设定镜头功能；采用超高速红外摄像机，拍摄速度可达 10 000 Hz，能精确捕捉高速运动物体的轨迹，并进行相关技术参数分析，也可以捕捉极细微（毫米级）刚体间的位移。

但是由于此次实验标本的平均年龄在 45 岁以上，标本间的差异性也较大，且存在不同程度的骨质疏松，而由于条件限制并未对标本的骨密度进行测试，仅靠肉眼观察松质骨骨小梁密度以及摆锯截骨阻力和螺钉拧入时的摩擦力大小来初步评估；且标本量较少，所以数据难免存在偏倚；此项研究中的尸体标本仅模拟了 Sanders III 型骨折 AB 型，而且对跟骨体的粉碎程度也无法完全体现；这些缺陷的解决，有待于今后在更多的标本上进行模拟研究。由于受到条件的限制，此次实验并未进行内固定的疲劳实验，因此该固定模式能否承受在骨折完全愈合前 12 周的负重周期，此次研究结果也未能作出解答。

目前临床上对于跗骨窦入路接骨板的选择本身存在争议，3.5 mm 钢板目前应用较广泛，而 2.7 mm 钢板常被认为强度无法支撑后关节面塌陷而被质疑，上海交通大学附属第一人民医院南院创伤骨科自 2015 年起即采用 2.7 mm 接骨板固定跟骨骨折，总手术完成量接近 200 台，无一例出现骨折再移位或断板等并发症。作者认为在强度能保证的情况下，使用 2.7 mm 系统接骨板具有软组织剥离范围更小、能够对钢板预塑形、术后刺激更小等特点，而且最终的生物力学实验也给予了正面支持。

结论：采用 F3 钢板排钉固定后关节面结合内外侧柱螺钉的内固定方式在生物学稳定性方面，达到了设计的预想，无论是 800 N 的循环负载还是 2 000 N 的极限负载均维持住了骨折块间的复位和相对稳定，整个内固定系统未发生任何形式的失效，因此早期负重训练不会导致术后跟骨形态及复位的丢失。结合临床的经验，建议术后根据患者的骨质情况，在支具保护下，适当提早开始负重训练的时间。

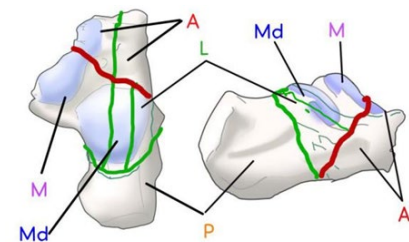
作者贡献：课题设计及论文撰写为第一作者和通讯作者，具体操作为第一、二、三、四、五作者及通讯作者，数据收集为第一作者和通讯作者。
经费支持：该文章没有接受任何经费支持。
利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程，不存在利益冲突。
机构伦理问题：该研究方案的实施符合上海市第一人民医院对研究的相



图注：图 A 为 F3 钢板，B 为 5.5 mm 中空钉

图 1 | F3 钢板以及 5.5 mm 中空钉外观

Figure 1 | Appearance of F3 steel plate and 5.5 mm cannulated screw



图注：A 为前部骨块，M 为后关节面内侧部分即恒定骨块或载距突骨块，Md 为后关节面中间部分，L 为后关节面外侧部分即髁骨块，P 为后部骨块

图 2 | 截骨示意图

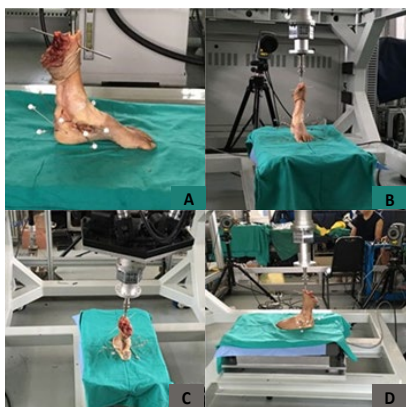
Figure 2 | Osteotomy sketch



图注：图 A 为术中标本直面图；B 为安装钢板螺钉后 X 射线侧位片确认；C 为轴位片

图 3 | 钢板及导钉安装示意图

Figure 3 | Installation diagram of steel plate and guide pin



图注：图 A 为负载实验模型内侧观；B 为模型正面观；C 为模型后侧观；D 为模型外侧观

图 4 | 循环负载实验和极限负载实验

Figure 4 | Cyclic load test and ultimate load test

关伦理要求。

写作指南：该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明：文章统计学方法已经上海交通大学附属第一人民医院南院生物统计学专家审核。

文章版权：文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

[1] EPSTEIN N, CHANDRAN S, CHOU L. Current concepts review: intra-articular fractures of the calcaneus. *Foot Ankle Int.* 2012;33(1):79-86.

[2] GOTHA HE, ZIDE JR. Current Controversies in Management of Calcaneus Fractures. *Orthop Clin North Am.* 2017;48(1):91-103.

[3] HOWARD JL, BUCKLEY R, MCCORMACK R, et al. Complications following management of displaced intra-articular calcaneal fractures: a prospective randomized trial comparing open reduction internal fixation with nonoperative management. *J Orthop Trauma.* 2003;17(4):241-249.

[4] DIRANZO-GARCÍA J, BERTÓ-MARTÍX, CASTILLO-RUIPEREZ L, et al. Treatment of intraarticular calcaneal fractures by reconstruction plate. Results and complications of 86 fractures. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2018;S1888-4415(18)30016-X.

[5] SCHEPERS T. Sinus Tarsi Approach with Screws-Only Fixation for Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures. *Clin Podiatr Med Surg.* 2019;36(2):211-224.

[6] LIN J, XIE C, CHEN K, et al. Comparison of sinus tarsi approach versus extensile lateral approach for displaced intra-articular calcaneal fractures Sanders type IV. *Int Orthop.* 2019;43(9):2141-2149.

[7] 施忠民. 跟骨关节内骨折微创治疗的基础和临床研究 [D]. 苏州: 苏州大学, 2014.

[8] 熊浩, 刘伟, 林伟文, 等. 撬拨和切开复位后植入物内固定治疗 Sanders II 型跟骨骨折疗效比较 [J]. *中国组织工程研究*, 2013,17(26):4919-4925.

[9] 黄晟, 沈鹏程, 徐浩, 等. 改良经跟骨窦微创小切口空心钉内固定与传统外侧 L 形切口钢板内固定治疗跟骨骨折 [J]. *中国组织工程研究*, 2017,21(35): 5668-5672.

[10] VELTMAN ES, DOORNBERG JN, STUFKENS SA, et al. Long-term outcomes of 1,730 calcaneal fractures: systematic review of the literature. *J Foot Ankle Surg.* 2013;52(4):486-490.

[11] ZHAO B, ZHAO W, ASSAN I. Steinmann pin retractor-assisted reduction with circle plate fixation via sinus tarsi approach for intra-articular calcaneal fractures: a retrospective cohort study. *J Orthop Surg Res.* 2019;14(1):363.

[12] NOSEWICZ TL, DINGEMANS SA, BACKES M, et al. A systematic review and meta-analysis of the sinus tarsi and extended lateral approach in the operative treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures. *Foot Ankle Surg.* 2019;25(5):580-588.

[13] CARR JB, HAMILTON JJ, BEAR LS. Experimental intra-articular calcaneal fractures: anatomic basis for a new classification. *Foot Ankle.* 1989;10(2):81-87.

[14] GUPTON M, ÖZDEMİR M, TERREBERRY RR. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Calcaneus. In: *StatPearls.* Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2020.

[15] MAHATO NK. Normative size of the osseous part of calcaneal bursa and its comparison with other calcaneal articular areas. *Foot (Edinb).* 2017;32:49-52.

[16] DAVIS D, SEAMAN TJ, NEWTON EJ. Calcaneus Fractures. In: *StatPearls.* Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2020.

[17] SOEUR R, REMY R. Fractures of the calcaneus with displacement of the thalamic portion. *J Bone Joint Surg Br.* 1975;57(4):413-421.

[18] KEENER BJ, SIZENSKY JA. The anatomy of the calcaneus and surrounding structures. *Foot Ankle Clin.* 2005;10(3):413-424.

[19] WEWEGE MA, WARD RE. Bone mineral density in pre-professional female ballet dancers: A systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport.* 2018;21(8):783-788.

[20] SONG TH, SHIM JC, JUNG DU, et al. Increased Bone Mineral Density after Abstinence in Male Patients with Alcohol Dependence. *Clin Psychopharmacol Neurosci.* 2018;16(3):282-289.

[21] CHEN W, LIU B, LV H, et al. Radiological study of the secondary reduction effect of early functional exercise on displaced intra-articular calcaneal fractures after internal compression fixation. *Int Orthop.* 2017;41(9):1953-1961.

[22] SERRANO S, FIGUEIREDO P, PÁSCOA PINHEIRO J. Fatigue Fracture of the Calcaneus: From Early Diagnosis to Treatment: A Case Report of a Triathlon Athlete. *Am J Phys Med Rehabil.* 2016;95(6):e79-e83.

[23] THEWLIS D, FRAYSSE F, CALLARY SA, et al. Postoperative weight bearing and patient reported outcomes at one year following tibial plateau fractures. *Injury.* 2017;48(7):1650-1656.

[24] HOUBEN IB, RAABEN M, VAN BASTEN BATENBURG M, et al. Delay in weight bearing in surgically treated tibial shaft fractures is associated with impaired healing: a cohort analysis of 166 tibial fractures. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2018;28(7):1429-1436.

[25] LARDELLI P, FRECH-DÖRFLER M, HOLLAND-CUNZ S, et al. Slow Recovery of Weight Bearing After Stabilization of Long-Bone Fractures Using Elastic Stable Intramedullary Nails in Children. *Medicine (Baltimore).* 2016;95(11):e2966.

[26] KIENAST B, GILLE J, QUEITSCH C, et al. Early Weight Bearing of Calcaneal Fractures Treated by Intraoperative 3D-Fluoroscopy and Locked-Screw Plate Fixation. *Open Orthop J.* 2009;3:69-74.

[27] HYER CF, ATWAY S, BERLET GC, et al. Early weight bearing of calcaneal fractures fixated with locked plates: a radiographic review. *Foot Ankle Spec.* 2010;3(6):320-323.

[28] CHENG C, SHOBACK D. Mechanisms Underlying Normal Fracture Healing and Risk Factors for Delayed Healing. *Curr Osteoporos Rep.* 2019;17(1):36-47.

[29] WENG S, BI C, GU S, et al. Immediate weightbearing after intramedullary fixation of extra-articular distal tibial fractures reduces the nonunion rate compared with traditional weight-bearing protocol: A cohort study. *Int J Surg.* 2020;76:132-135.

[30] FOULKE BA, KENDAL AR, MURRAY DW, et al. Fracture healing in the elderly: A review. *Maturitas.* 2016;92:49-55.

(责任编辑: GD, ZN, SX)